

UNIVERSITÉ DE CLERMONT-FERRAND

FACULTÉ DE MÉDECINE

Année 1973

N°

THÈSE

103

pour le

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'Etat)

par

Alain, Maurice, Gaëtan, CORRE

né le 14 Avril 1942 aux Sables d'Olonne - Vendée

Présentée et soutenue publiquement le 11 Décembre 1973

ÉLECTRO-OCULOGRAMME

UNE TECHNIQUE D'ENREGISTREMENT AUTOMATIQUE.

Président : M. ROUHER, Professeur

Membres du Jury : M. TRONCHE, Professeur

M. ALFIERI, Professeur

M. SOLÉ, Maître de Conférences Agrégé

Clermont-Reproduction, 64 avenue J. Noellet - AUBIERE



Digitized by the Internet Archive
in 2026

UNIVERSITÉ DE CLERMONT-FERRAND

FACULTÉ DE MÉDECINE

année 1973

N°

THÈSE

pour le

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'Etat)

par

Alain, Maurice, Gaëtan, CORRE

né le 14 Avril 1942 aux Sables d'Olonne - Vendée

Présentée et soutenue publiquement le 11 Décembre 1973

ÉLECTRO-OCULOGRAMME

UNE TECHNIQUE D'ENREGISTREMENT AUTOMATIQUE.

Président : M. ROUHER, Professeur

Membres du Jury : M. TRONCHE, Professeur

M. ALFIERI, Professeur

M. SOLÉ, Maître de Conférences Agrégé

Clermont-Reproduction, 64 avenue J. Noellet - AUBIERE

UNIVERSITY OF LEIDEN
LIBRARY

1811

ANNA

1811

UNIVERSITY OF LEIDEN

1811

1811

UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITY OF LEIDEN



UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITY OF LEIDEN

UNIVERSITÉ DE CLERMONT—

	Président	: R. KOHLMULLER
	Vice-Président	: M. LEMOSSE
	Secrétaire générale	: Mme CHOPART
FACULTÉ DE MÉDECINE	:Doyen	: G. MEYNIEL
	1er Vice-Doyen	: P. LATAIX
	2e Vice-Doyen	: D. BOUCHER

Directeur Honoraire : M. MERLE

Professeurs Honoraires : Mme BLANQUET, MM. GERMAIN, PETIT,
THOMAS, VAURS, WILLEMIN-CLOG.

PROFESSEURS TITULAIRES

MM. BARRIER	Clinique Chirurgicale A
BAUDON	Clinique Obstétricale
BERGERON	Pathologie Médicale
CHAMPEIX	Médecine Légale et Médecine Sociale
CLUZEL	Bactériologie et Hygiène
COULET	Botanique et Microbiologie
DASTUGUE	Biochimie Médicale
DELAGE	Anatomie Pathologique
DUCHENE-MARULLAZ	Pharmacologie
FOURRIER	Pathologie Chirurgicale
GRAS	Clinique Médicale A
JACQUEMET	Technique Chirurgicale
JALLUT	Séméiologie Médicale
JANNY	Neuro-Chirurgie
LATAIX	Clinique Chirurgicale B
MERCIER	Anatomie
MEYNIEL	Biophysique Médicale
MOLINA	Clinique Pneumo-Phthisiologique
POROT	Clinique Neurologique et Psychiatrique
Mlle RAMPON	Thérapeutique
MM. RAYNAUD	Clinique Médicale Infantile
ROUHER	Clinique Ophtalmologique
TERRASSE	Clinique Médicale B
THIEBLOT	Physiologie
TOURNILHAC	Neurologie
TURCHINI	Histologie et Embryologie

II - PROFESSEURS TITULAIRES A TITRE PERSONNEL

MM. ALFIERI	Biophysique Médicale
NEVEU	Urologie
PIGNIDE	Médecine Générale
REY	Maladies infectieuses
VIALLET	Electro-Radiologie

III - PROFESSEURS SANS CHAIRE

MM. BOURDEIX	Chirurgie Générale
MENUT	Pédiatrie et Puériculture
Mme MOINADE	Médecine Générale et Thérapeutique
MM. MONTRIEUL	Neuro-Chirurgie
VENRIES DE LAGUILLAUMIE	Anatomie Pathologique.

IV - MAITRES DE CONFÉRENCES AGRÉGÉS

MM. BAGUET	Thérapeutique, Réanimation Médicale, Rééducation Fonctionnelle et Hydrologie
BEYTOUT	Bactériologie - Virologie
BOUCHER	Physiologie
BRUHAT	Gynécologie et Obstétrique
CHABANNES	Neuro-Chirurgie
CONSTANTIN	Anesthésiologie
GAILLARD de COLLOGNY	Oto-Rhino-Laryngologie
GENTOU	Biochimie Médicale
GLANDDIER	Chirurgie Générale
Mme LAVARENNE	Pharmacologie Médicale
MM. MALET	Histologie, Embryologie, Cytogénétique
MARCHEIX	Médecine Interne
PÉRI	Stomatologie
PLAGNE	Cancérologie Clinique
PLANCHE	Psychiatrie d'Adultes
SOLÉ	Ophtalmologie
TEINTURIER	Orthopédie, Traumatologie, Chirurgie Plastique et Reconstructive
VANNEUVILLE	Anatomie et Organogénèse (Option Clinique Chirurgie Générale)

V - MAITRE DE CONFÉRENCE ASSOCIÉ

M. POURHADI

Histologie - Embryologie

VI - DELEGUES DANS LES FONCTIONS DE MAITRE DE CONFÉRENCE AGREGÉ

M. CATILINA

Médecine Légale et Toxicologie

M. COUDERT

Psychiatrie d'Adultes

Mme FONCK-CUSSAC

Anatomie pathologique

M. BUSSIERE

Rhumatologie

Attaché Principal de la Faculté de Médecine : F. BERTHON

Conservateur de la Bibliothèque : M. ARCHIMBAUD

La Faculté décide que les opinions émises dans les travaux et mémoires présentés à l'occasion d'une soutenance de Thèse de Doctorat en Médecine ou en Pharmacie doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner ni approbation, ni improbation (Délibération du 6 juin 1956).

INTRODUCTION

L'intérêt de l'électro-oculographie en tant qu'examen fonctionnel oculaire n'est plus à démontrer, aussi bien en ce qui concerne l'étude de la cinétique oculaire que celle de la pathologie rétinienne.

Cet examen est venu récemment s'ajouter à l'électro-rétinographie et au potentiel évoqué visuel dans la gamme de l'exploration électrophysiologique oculaire. Ses avantages sont notables en ce domaine. En effet, la multiplicité des affections rétiniennes entraîne l'insuffisance de la clinique pour établir avec précision un diagnostic et un pronostic ; dans certains cas, même l'exploration par l'électro-rétinogramme et le potentiel évoqué visuel couplés ne suffira pas pour lever toute l'ambiguïté. C'est de ces cas que l'électro-oculogramme tire tout son intérêt et il faut rappeler ici, l'avantage de l'examen couplé électrorétinogramme-électro-oculogramme dans de nombreuses rétinoopathies, et surtout, noter que certaines affections, comme la dégénérescence vitelliforme de la macula, perturbent l'électro-oculogramme de façon sélective.

Cet examen ayant suscité depuis plusieurs années de nombreux travaux et recherches, notre propos ne sera donc pas d'étudier ici ses applications et son intérêt clinique, mais de présenter une nouvelle méthode d'enregistrement mise au point à Clermont-Ferrand, grâce à l'étroite collaboration existant entre, d'une part, la Clinique d'Ophtalmologie (Professeurs ROUHER et SOLE) et le Service de Mathématiques, statistiques, informatique médicale (Professeur ALFIERI) du Centre Hospitalier et Universitaire et, d'autre part, le laboratoire d'électronique de la Société FERLUX (Messieurs Jean et Henri CHIBRET, Directeurs).

Qu'il nous soit donc permis de remercier ici tous ceux qui ont participé à la mise au point de la technique que nous présentons, sans lesquels, par définition, ce travail n'aurait pu être réalisé. Nous adressons, plus spécialement nos remerciements à Monsieur le Professeur SOLE, dont l'intérêt pour l'électrophysiologie et les connaissances en ce domaine l'ont amené à être l'instigateur de cette thèse ; à Monsieur le Professeur ALFIERI au jugement duquel a été confiée toute la partie technique ; à Monsieur DANNE, électro-
nicien, dont la compétence et l'efficace collaboration nous ont été très précieuses.

Monsieur le Professeur ROUHER nous fait le grand honneur de présider cette thèse ; nous l'en remercions très vivement, ainsi que Monsieur le Professeur TRONCHE et Monsieur le Professeur PLAGNE, qui ont accepté avec beaucoup de gentillesse, de faire partie de notre jury.

Nous remercions enfin le personnel du Centre de Documentation des Laboratoires CHIBRET, et en particulier Madame ERCOLANI, pour l'aide apportée aux recherches bibliographiques.

P L A N

I - HISTORIQUE et BASES PHYSIOLOGIQUES DE L'EOG.

A - Historique

B - Principe de l'EOG

C - Origine du potentiel de repos cornéo-rétinien (PCR)

D - Le champ électrique de l'oeil

E - Les variations du potentiel de repos

1. Facteurs mécaniques

2. Facteurs psychiques

3. Facteurs pathologiques

4. Facteurs physiques

II - L'ELECTRO-OCULOGRAPHIE : matériel et méthodes.

A - Electrodes

B - Mouvements oculaires effectués par le patient

C - Fixation de la tête

D - Amplification

E - Reproduction

III - LA TECHNIQUE PROPOSEE.

A - Matériel utilisé

B - Méthode d'enregistrement

C - Résultats

CONCLUSIONS.

BIBLIOGRAPHIE.

HISTORIQUE

L'électro-oculographie faisant partie des méthodes d'examen de la cinétique oculaire, nous évoquerons rapidement les diverses techniques employées jusqu'à aujourd'hui.

L'OBSERVATION DIRECTE.

Les mouvements oculaires furent tout d'abord observés directement ou au moyen de systèmes grossissants (NEWHALL, 1928). Bien entendu, cette méthode est encore utilisée en clinique, pour les cas d'urgence ou dans un but d'orientation.

LES METHODES MECANIQUES.

Les méthodes mécaniques d'enregistrement des mouvements oculaires utilisaient le principe du kymographe ; un levier était solidarisé avec le globe grâce à une cupule cornéenne (DELABARRE, 1898) et le déplacement oculaire inscrit sur un cylindre tournant.

BUYS, en 1924, enregistrait les variations de pression au passage de la cornée, dans une capsule appliquée sur la paupière. L'inconvénient de cette méthode réside dans le fait qu'elle n'était utilisable que les yeux fermés.

D'une façon générale, les inconvénients des méthodes mécaniques étaient majeurs, en particulier :

- danger de lésions cornéennes,
- modification de la cinétique oculaire en raison de leur force d'inertie.

LES METHODES OPTIQUES.

DODGE et CLINE, en 1901, photographient un rayon lumineux réfléchi par la cornée. Ce procédé permettait, en connaissant la vitesse de translation, de connaître à la fois la vitesse de chaque mouvement et le temps de réaction oculo-moteur. Ce procédé possédait une sensibilité et une précision remarquables, permettait d'enregistrer les deux yeux simultanément et ne présentait pas d'inertie. Ainsi, ne modifiant pas la cinétique oculaire, il pouvait donner une précision de l'ordre du 1/100e de seconde.

Dès lors, de nombreuses méthodes optiques ont vu le jour, dont GABERSEK (1960) et JEANNEROD (1968) ont fait une revue très complète. On peut distinguer avec LORD et WRIGHT (1950), les méthodes comportant une fixation sur l'oeil et celles utilisant le reflet d'un faisceau par la cornée elle-même (JEANNEROD, 1968), ou, avec GABERSEK (1960), les classer en fonction du type d'enregistrement : photographique ou photo-électrique.

L'intérêt de ces méthodes optiques réside dans leur précision, leurs inconvénients viennent du fait qu'elles impliquent la pose d'un verre de contact et l'impossibilité de cligner, rendant donc l'examen inconfortable pour le sujet, ainsi qu'une mise au point délicate, inconvénient pour l'opérateur. Enfin et surtout, en ce qui nous concerne, elles ne permettent pas l'application à la pathologie rétinienne.

LES METHODES ELECTRO-OCULOGRAPHIQUES.

Elles reposent sur l'existence d'un champ électrique péri-orbitaire, dû à la présence d'une différence de potentiel entre les parties antérieure et postérieure du globe, dont la découverte sur l'oeil de tanche isolé est attribuée à DUBOIS-REYMOND, en 1849.

FRITHIOF HOLMGREN publie, en 1865, à Upsala, son premier rapport sur les variations de ce potentiel de repos sous l'action de la lumière.

SCHOTT, en 1922, tout en se méprenant sur l'origine de ce potentiel, découvre la possibilité d'enregistrer dans la région péri-orbitaire, ses variations correspondant aux mouvements oculaires.

Si DEWAR, en 1877, pensait que ce potentiel représentait des artéfacts et MEYERS, en 1929, et JACOBSON, 1930, qu'il était d'origine musculaire, en 1936, MOWRER, RUSH et MILLER le rattachent à sa véritable cause, c'est-à-dire la différence de potentiel existant entre la cornée et la rétine, et sont les premiers à proposer l'enregistrement des variations de ce potentiel de repos, afin d'obtenir une représentation graphique des mouvements oculaires. Dès lors, la méthode se codifie et se développe rapidement durant les années 1938 et 1939, grâce à de nouveaux procédés d'amplification (HALSTEAD, 1938 ; BAUDOIN ; HOFFMANN ; JUNG ; LINDSLEY et HUNTER ; MILES ; PERLMANN et CASE, 1939).

La précision était cependant bien inférieure à celle des méthodes optiques, et les causes d'erreurs nombreuses, ce qui relégua l'EOG au second plan. Mais, par la suite, les multiples perfectionnements apportés à cette méthode l'ont conduite à passer dans le domaine des techniques courantes, grâce, en particulier, à l'apport de FRANCOIS, VERRIEST et DE ROUCK en 1955-56-57, et l'on connaît son intérêt actuel.

PRINCIPE DE L'EOG

Il repose sur le fait que la rétine est une membrane chargée électriquement, dont les couches internes sont électropositives et les couches externes électronégatives, et que la cornée hérite de l'électropositivité des couches internes.

Ainsi, on peut mettre en évidence une différence de potentiel constante, pour un état d'adaptation donné, en dehors de toute stimulation. C'est le potentiel de repos rétinien.

En effet, si l'on dispose des électrodes de part et d'autre du globe oculaire, au niveau des canthus externe et interne, elles se révèlent :

- toutes les deux électronégatives dans le regard de face (position primaire du regard), héritant de l'électronégativité des couches externes rétiniennes ;
- de signe opposé dans le regard latéral : l'électrode la plus proche de la cornée devient électropositive et une différence de potentiel naît entre les deux, qu'un appareil amplificateur traduit par une déflexion sur un diagramme préétabli.

L'EOG représente donc un aspect de l'activité électrique rétinienne, correspondant au potentiel de repos cornéo-rétinien. En 1931, KOHLRAUCH montre que ce potentiel peut être modifié par l'illumination de la rétine, donnant alors naissance à un potentiel d'action important, base de l'électrorétinogramme (ERG).

Le potentiel de repos cornéo-rétinien subit des variations selon le degré d'adaptation de l'oeil. Ainsi, il passe par un minimum après une période d'adaptation à l'obscurité de dix minutes environ, pour culminer après une période d'éblouissement de dix minutes et redescendre ensuite, que l'on maintienne ou non l'éblouissement, mais sa chute est mieux et plus vite matérialisée en supprimant l'éblouissement. C'est de ces variations du potentiel de repos que sont nées les applications de l'EOG à l'étude de la pathologie rétinienne.

ORIGINE DU POTENTIEL DE REPOS CORNEO-RETINIEN

Le potentiel de repos cornéo-rétinien (PCR) n'est pas lié, comme le pensaient SCHOTT (1922), MEYERS (1929) et JACOBSON (1930) à l'activité des muscles oculomoteurs, mais sensible aux conditions métaboliques de la rétine (KOHLRAUCH, 1931) et, en particulier, aux conditions d'oxygénation de celle-ci (FENN et al., 1949 ; ARDEN et KELSEY, 1962). MOWRER, en 1936, avait déjà montré que la destruction de la rétine par l'acide chromique supprime ou déprime le PCR.

L'hypothèse de l'origine rétinienne de ce potentiel est renforcée par le fait qu'il est en relation étroite avec le potentiel d'illumination ou potentiel d'action de la rétine (ERG) : NOELL, en 1953, montre que lorsque le PCR augmente de un millivolt, l'onde b de l'ERG augmente de 20 à 30 mV. De même, HORSTEN, en 1962, montre que les variations du PCR au cours de l'adaptation à la lumière ou à l'obscurité sont suivies d'une variation inverse de l'ERG.

Enfin, des destructions sélectives de la rétine furent effectuées par différents auteurs, afin de rechercher une localisation plus précise du PCR et permirent de penser que c'est au niveau de l'épithélium pigmentaire qu'il prend naissance : HECK et PABST, en 1957, montrent que la destruction des cônes et des bâtonnets par l'acide mono-iodo-acétique ne supprime pas le PCR. De même, la dégénérescence des cellules ganglionnaires par ligature de l'Artère Centrale de la rétine laisse persister le PCR. Ceci confirme les expériences de NOELL (1953-54) qui montrent que l'augmentation du PCR par l'azide de sodium ne disparaît pas après dégénérescence des cellules ganglionnaires alors qu'elle est

supprimée par les agressions atteignant l'épithélium pigmentaire, en particulier l'anoxie et que le PCR est aboli après traitement par l'iodate de sodium, dont le point d'impact est l'épithélium pigmentaire.

Cependant, cette hypothèse sur l'origine rétinienne du potentiel de repos ne tient pas compte des autres potentiels existant au niveau de l'oeil : entre les deux faces du cristallin (BRINDLEY, 1956), de la cornée (DONN, 1959) et surtout entre sang et humeur aqueuse (GRANIT, 1947). Enfin, PASIK, en 1965, réalise des expériences d'éviscération avec ablation de l'iris, du cristallin, du vitré et de la choroïde, et cautérisation de la rétine : le tracé de l'oeil éviscéré, plat après l'intervention, montre que des potentiels réapparaissent quelques jours après et réalisent un EOG presque normal après deux à trois semaines. Ces faits tendent à prouver que si la rétine (et, en particulier, l'épithélium pigmentaire) intervient sûrement et pour une part prépondérante dans la genèse du PCR , elle n'en est certainement pas la seule origine. Ceci pourrait d'ailleurs être soupçonné en clinique sur la persistance d'un EOG chez des malades porteurs de lésions rétinienne importantes (FRANCOIS, 1957 ; ARDEN, 1962 ; JEANNEROD, 1965). Cependant, la clinique elle-même nous démontre l'intérêt de l'EOG comme moyen d'exploration de nombreuses affections rétinienne.

Ainsi, l'origine du potentiel de repos oculaire est essentiellement rétinienne et liée :

- d'une part, au métabolisme de l'épithélium pigmentaire (BROWN et WESEL, 1958 ; MUKARANNI et HASHIMOTO, 1959)
- et, d'autre part, à l'activité des cellules sensorielles (FRANCOIS et Coll. 1955-56-57 ; KELSEY, 1962).

P. GOURAS, en 1969, distingue pour sa part, deux phénomènes dans l'EOG :

- sa chute pendant l'obscurité dépendant de l'épithélium pigmentaire,
- et son ascension pendant l'éblouissement résultant de l'activité des cônes et des bâtonnets.

En conclusion, l'oeil se présente comme étant le siège d'une différence de potentiel permanente entre les pôles antérieur et postérieur, et l'origine de ce potentiel est à prédominance rétinienne. Cette différence de potentiel crée un champ électrique péri-oculaire mesurable ; enfin, les diverses expériences réalisées montrent que le PCR n'est pas stable mais variable, sous l'influence de différents facteurs. Nous aborderons donc plus loin le chapitre de ses variations.

LE CHAMP ELECTRIQUE DE L'OEIL

Le champ électrique de l'oeil est largement réparti sur la face, jusqu'au menton et les trois-quarts antérieurs du scalp.

Le potentiel diminue en fonction de l'éloignement de l'oeil, du fait de la résistance électrique de la peau. D'autre part, le champ électrique n'est pas symétrique et deux points équidistants de l'oeil ne sont pas forcément au même potentiel, en raison du manque d'homogénéité des tissus environnants, qui n'ont donc pas la même conductibilité.

En 1951, ZEE ZANG ZAO dessina des cartes du champ électrique de la face et obtint ainsi des lignes isopotentiellles. Celles-ci sont orientées grossièrement :

- pour les lignes verticales, en bas et un peu en dedans
- pour les lignes horizontales, en dehors et un peu en bas.

D'autre part, MILES, en 1939, a montré que le potentiel de repos est plus important lorsque l'oeil est dirigé vers le côté temporal que lorsqu'il est dirigé vers le côté nasal, la différence étant d'environ 8 %. Il explique cette différence par l'impossibilité de placer les deux électrodes symétriquement par rapport au plan frontal.

Ainsi, sur le plan pratique, les déflexions obtenues lors de l'enregistrement d'un EOG ne peuvent être considérées fidèles que si les électrodes sont placées sur des points iso-électriques, ceci étant très important pour le recueil de l'EOG. Cependant, en ce qui concerne les enregistrements binoculaires, on peut, heureusement, considérer que les lignes isopotentiellles sont réparties de façon symétrique par rapport au plan sagittal de la tête.

Ce chapitre nous amènera donc à considérer l'une des questions qui se posent lors de l'enregistrement d'un EOG, à savoir l'emplacement des électrodes.

VARIATIONS DU POTENTIEL DE REPOS

Les variations du PCR sont nombreuses :

En premier lieu, il est certain qu'il varie de façon continue, quoique faiblement (LARMANDE, 1973). Par ailleurs et surtout, le PCR est soumis à l'influence de différents facteurs, en particulier :

- mécaniques
- psychiques
- pathologiques
- et physiques :
 - . état d'adaptation rétinienne à l'obscurité ou l'éblouissement,
 - . amplitude du mouvement oculaire,
 - . vitesse du mouvement oculaire.

1 - Rappelons l'influence des facteurs mécaniques (négligeable en ce qui concerne l'EÖG.) : MILES démontre qu'un massage du globe oculaire durant quinze secondes produit une augmentation de 70 microvolts du potentiel de repos.

2 - Le facteur psychique : le potentiel de repos augmente rapidement sous l'effet de stress émotionnels, ceci pouvant compliquer un premier examen qui, parfois, induit un état d'anxiété chez le patient ; les examens ultérieurs, durant lesquels le sujet est moins anxieux, montrent, en effet, une diminution du PCR.

3 - L'état anatomo-pathologique de la rétine : l'amplitude du potentiel de repos est variable en fonction de l'état physiologique ou pathologique de la rétine et c'est dans celui-ci

que l'on trouve évidemment l'intérêt de l'examen électro-oculographique. JEANNEROD (1968) présente une bibliographie des travaux effectués en ce domaine.

ALFIERI et SOLE (1973) considèrent dans l'EOG. deux fonctions :

a) fonction électrogénératrice : traduite par l'amplitude moyenne du tracé, elle se trouvera altérée dans les lésions étendues de l'épithélium pigmentaire, soit primitives (intoxications), soit secondaires (abiotrophie chorio-rétinienne).

b) fonction impédancielle : traduite par la modulation du tracé en fonction de l'éclairement, elle se trouvera altérée dans les épandements hydroélectrolytiques jouxtant l'une des faces de l'épithélium pigmentaire (disque vitelliforme).

4 - Les facteurs physiques : plusieurs d'entre eux sont à considérer :

a) variation du PCR. en fonction de l'éclairement : Il faut noter immédiatement l'influence de l'état d'adaptation de la rétine, adaptation à l'obscurité ou à l'éblouissement, qui modifie notablement les valeurs du potentiel de repos. Au cours de l'adaptation à l'obscurité, le potentiel décroît pour atteindre, chez l'homme, un minimum vers la 12e minute pour TEN DOESSCHATE (1956), vers la 8e ou 10e pour KRIS (1958) et ARDEN (1962). Une analyse plus détaillée montre que la chute du potentiel est précédée d'une augmentation faible et transitoire.

Au cours de l'adaptation à la lumière, on assiste à une augmentation rapide du PCR., avec un pic à la 5e minute pour KRIS, à la 8e pour FRANCOIS et DE ROUCK (1973). L'amplitude du pic est fonction de l'éclairement, et ce pic est ensuite suivi d'oscillations de grande amplitude, qui se stabilisent en 30 à 50 minutes.

Ceci nous amène à choisir avec ARDEN (1962), le paramètre utilisé communément en clinique, qui est la modification relative du tracé EOG après adaptation à l'éblouissement par rapport au tracé obtenu après adaptation à l'obscurité, exprimée par le rapport :

$$\frac{\text{Amplitude maximale à la lumière}}{\text{Amplitude maximale à l'obscurité}} \times 100$$

b) variations du PCR en fonction de l'amplitude du mouvement oculaire : d'après FENN et HURSH (1937), il existe une relation linéaire entre l'amplitude de la déflexion et le sinus de l'angle de rotation, traduite par la formule :

$$D = 2 \sin 1/2 \theta$$

D : déflexion

θ : angle de rotation oculaire à partir du regard de face.

La validité de cette relation a été confirmée par MILES (1939), HOFFMAN, MACKENSEN et HARDER, par KRIS (1958) qui montre que l'accord est bon jusqu'à 45 ° quelle que soit la direction où s'exerce le mouvement, et par SHACKEL (1960). Des résultats identiques ont été obtenus par JEANNEROD (1956) avec de petits déplacements (2 ° à 20 °).

Pour WELLMANN et CARMICHAEL (1939), il existe une relation linéaire entre l'amplitude de la déflexion et la tangente de l'angle de rotation.

Par contre, DIERTERLE et VON BERGER (1945) n'ont pas trouvé de relation linéaire exacte, mais seulement approximative entre ces différentes valeurs.

FRANCOIS et DE ROUCK ont mesuré le rapport entre l'amplitude de la déflexion et l'angle de rotation exprimé en degrés et concluent qu'il existe une relation directe entre ces deux paramètres, jusqu'à une excursion du globe de 35° à 40° . Au-delà, la réponse ne varie plus beaucoup.

Le PCR représente donc une expression valable des déplacements oculaires; mais certaines restrictions peuvent intervenir, tenant à la position de l'axe électrique de l'oeil, à l'emplacement des électrodes et au champ électrique de la face, aux variations du PCR, en fonction de divers états physiologiques (JEANNEROD, 1968).

Quoi qu'il en soit, l'amplitude de la déflexion pour un sujet normal reste constante pour ce sujet, si les conditions d'examen sont les mêmes. Les deux yeux donnent, généralement, des réponses d'amplitude sensiblement égale pour un sujet normal, bien que dans certains cas, la différence puisse atteindre 30 %. Enfin, lors de mouvements oculaires répétés et successifs, il n'apparaît aucune diminution d'amplitude qui pourrait témoigner d'une fatigue musculaire éventuelle.

c) variations du potentiel de repos, en fonction de la vitesse du mouvement oculaire:

La déflexion oculographique dépend directement de la vitesse du mouvement oculaire : la variation du potentiel est proportionnelle à la dérivée de l'angle de rotation par rapport au temps (FRANCOIS, DE ROUCK, 1955).

En conclusion de ce chapitre, il faut retenir la variabilité du PCR, en fonction de nombreux facteurs. En ce qui concerne le mécanisme de ces variations, rappelons quelques-unes des hypothèses déjà émises, en particulier sur les variations de potentiel sous l'influence de l'éblouissement (ALFIERI et SOLE, 1968) :

- augmentation des potentiels électriques biologiques par vaso-dilatation choroïdienne, permettant un métabolisme plus intense.
 - diminution des résistances électriques tissulaires par modifications tridimensionnelles au niveau de l'épithélium pigmentaire (migration du pigment).
-

L'ELECTRO-OCULOGRAPHIE :

MATERIEL ET METHODES

L'obtention d'un EOG. à partir du potentiel de repos oculaire demande un appareillage comportant plusieurs étages : recueil des potentiels, amplification et reproduction. Nous passerons en revue le matériel nécessaire et les différentes méthodes possibles pour la reproduction d'un EOG., ainsi que les difficultés rencontrées et les solutions préconisées à chaque étape de l'enregistrement.

A - LES ELECTRODES.

1 - Nature -

Les types en sont nombreux, mais elles doivent nécessairement posséder certaines caractéristiques : être réalisées dans un matériau peu ou lentement polarisable, être légères et faciles à fixer, avoir une adhérence relativement prolongée.

Actuellement, l'alliage le plus souvent employé est l'argent chloruré-argent (depuis ADRIAN, 1928). Elles peuvent, également, être réalisées en maillechort argenté (PORTMANN, 1957), calomel (CONH, 1957) ou acier (JONKERS). Récemment, des essais effectués avec des électrodes de plomb et d'étain ont montré qu'elles étaient au moins comparables aux électrodes d'argent chloruré-argent.

2 - Forme -

Elle est très variable, de même que la taille qui va de 0,5 à 10 mm et plus, se situant généralement autour de 5 à 6 mm de diamètre.

3 - Fixation -

Plusieurs systèmes ont été proposés et l'on peut employer :

- un emplâtre (LANDSBERG, 1956),
- le collodion (ASCHAN, 1956),
- une pâte bentonite (HENRIKSON, 1956),
- une cloche ou ventouse de succion (SHACKEL, 1958),
- une monture porte-électrodes : monture de lunettes, lunettes sous-marines, montures spéciales de GABERSEK (1963) ou de LEBLANC (1970).

Actuellement, le moyen de fixation le plus simple et le plus employé est un adhésif transparent, permettant de contrôler l'adhérence électrode-peau. Les électrodes de BECKMAN possèdent une colerette adhésive, évitant le dessèchement de la pâte électrolytique.

4 - Les pâtes conductrices -

Ce contact électrode-peau se fait par l'intermédiaire d'une pâte ou gelée ne se dessèchant pas et contenant une solution ionisée de chlorure de sodium.

L'ensemble peau-électrode doit être très peu résistant électriquement, ce qui implique une préparation soignée de l'épiderme avant la mise en place des électrodes : dégraisage soigneux, à l'aide d'une solution alcoolique ou contenant un mélange éther-acétone.

5 - Emplacement -

Le bon emplacement des électrodes conditionne la précision de l'enregistrement. Il est, lui-même, tributaire de deux facteurs :

- l'orientation du dipôle cornéo-rétinien, impliquant que la dérivation doit être placée dans le plan du mouvement à enregistrer,
- la structure du champ électrique de la face qui, comme nous l'avons vu, n'est ni uniforme, ni symétrique par rapport à l'oeil, en raison de l'hétérogénéité des tissus environnants.

Ceci rend donc délicate la détermination pour chaque électrode, de l'emplacement où est obtenue une déflexion avec un gain maximum et correspondant uniquement au mouvement dans la direction enregistrée. Quoi qu'il en soit, les électrodes doivent être placées sur des lignes iso-électriques et sur des points diamétralement opposés.

Nous évoquerons ici, uniquement le problème des dérivations horizontales qui, seules, nous intéressent pour la suite de ce travail : on peut réaliser, soit une dérivation binoculaire enregistrant globalement les déplacements horizontaux de l'axe du regard, soit des dérivations monoculaires pour chaque oeil. L'intérêt de la dérivation binoculaire est qu'elle donne un gain élevé, toutefois inférieur à la somme des gains des deux dérivations monoculaires (JEANNEROD, 1968), suivant la relation :

$$\frac{L_1 + L_2}{2} = \frac{3}{4} L_3 \quad (\text{MILES, 1939})$$

ou bien

$$\frac{L_1 + L_2}{2} = 2/3 L_3 \quad (\text{SHACKEL et DAVIS, 1960})$$



En ce qui concerne l'emplacement des électrodes, FRANCOIS, VERRIEST et DE ROUCK adoptent la position suivante : une électrode est disposée de part et d'autre de chaque oeil, un peu au-dessous des canthus interne et externe, et une cinquième, (électrode indifférente) au niveau de l'occiput. D'autres auteurs (MILES, JUNG, KRIS, HENKES) placent les électrodes internes au niveau du canthus interne, les électrodes externes le plus près possible du canthus externe, ou en arrière, derrière le rebord temporal de l'orbite. Il faut rappeler ici, que selon MACKENSEN et HARDER (1954), le potentiel de repos d'une dérivation binoculaire peut être de 0,95 mV, quand les électrodes sont au niveau de chaque canthus externe et tombe à 0,48 mV à 1 cm en arrière du canthus, et à 0,34 mV à 2 cm.

6 - Problème des parasites dûs à l'ensemble peau-électrode-

a) Résistance peau-électrode

Elle peut être très élevée, de l'ordre de quelques kilo-ohms. Il semble que seule, une résistance inférieure à 5 000 ohms soit autorisée (LARMANDE). On cherche donc des électrodes dont la résistance est la plus faible possible, et, d'autre part, à atténuer au maximum la résistance par un décapage soigneux de la peau, en améliorant le contact peau-électrode grâce à une pâte conductrice et en augmentant considérablement la résistance d'entrée de l'amplificateur par rapport à celle de l'électrode.

b) Polarisation des électrodes

Les tensions de polarisation induites au niveau de l'ensemble peau-électrode réalisent des parasites d'amplitude élevée, de fréquence lente qu'il convient absolument d'éliminer au maximum, pour recueillir un tracé électro-oculographique lisible et exempt d'artéfacts. On emploie donc des électrodes très peu ou lentement polarisables, et nous verrons que l'on peut, également, combattre ces parasites au niveau de l'étage d'amplification.

B - LES MOUVEMENTS OCULAIRES ACCOMPLIS PAR LE PATIENT.

1 - La calibration des mouvements oculaires

Les mouvements accomplis par le sujet doivent être calibrés avant l'examen, puisque l'on sait qu'il existe une relation entre l'amplitude de ces mouvements et la différence de potentiel obtenue à l'enregistrement.

Nous ne ferons que citer les principaux moyens de calibration que l'on peut résumer à deux méthodes :

- système potentiométrique (GABERSEK)
- et fixation de repères étalonnés matérialisés par des pastilles colorées ou des points lumineux s'allumant alternativement dans l'axe étudié.

2 - L'amplitude des mouvements oculaires -

Elle est déterminée à l'avance, et très variable selon les auteurs. Si, par exemple, FRANCOIS et Coll. se basent sur des mouvements d'extrême latéralité (dont l'avantage est de pouvoir être exécutés par des malades ayant une acuité visuelle très basse), ARDEN, BARRAJA, KELSEY utilisent un angle de déviation constant de 40° de part et d'autre de la ligne médiane et JEANNEROD (1965) effectue des travaux avec de petits déplacements de 2 à 20° .

C - FIXATION DE LA TETE.

La calibration des mouvements effectués par le sujet nous amène automatiquement à évoquer la question de la fixation de la tête. Celle-ci est, en effet, indispensable afin d'éviter, lors d'un mouvement involontaire, la déviation de l'axe électrique de l'oeil par rapport aux électrodes de la dérivation choisie, et afin de respecter la calibration pour obtenir une courbe EOG lisible.

Le moyen le plus communément employé est la fixation de la tête à l'aide d'une mentionnière indentique à celle d'un biomicroscope.

D - L'AMPLIFICATION.

Il s'agit là de l'un des problèmes essentiels posés par la réalisation d'un EOG. En effet, cet étage doit pratiquement amplifier 100.000 fois un signal de l'ordre du microvolt et celui-ci seul, et en même temps d'éliminer les parasites pouvant venir perturber l'enregistrement et la lecture du tracé. Il faut donc que l'étage d'amplification réalise à la fois un filtre et un amplificateur parfait, avec une bande passante la meilleure possible.

Nous verrons les difficultés inhérentes à ces impératifs.

1 - L'amplificateur -

Le choix est à faire entre les amplificateurs à lampe et les amplificateurs à transistors. Ces derniers ont progressivement supplanté les premiers pour diverses raisons. En effet, bien qu'ils présentent quelques inconvénients, en particulier fragilité aux chocs, vibrations et haute température (supérieure à 80°C), leur emploi est justifié par leurs avantages sur les amplificateurs à lampe : les transistors sont légers et maniables, ne demandent pas de chauffage, consomment très peu d'énergie et ne s'usent pas.

2 - Liaison entre les étages d'amplification -

Le gain nécessaire à l'obtention d'un tracé à partir d'un signal de l'ordre du microvolt rend compte de l'insuffisance d'un seul étage d'amplification. Il faut donc disposer d'une chaîne d'amplification à plusieurs étages, ce qui pose le problème de la liaison entre ceux-ci.

Deux solutions sont possibles : soit liaison directe (ou continue), soit liaison par l'intermédiaire d'une capacité (ou alternative).

a) La liaison directe ou continue (D.C.)

Ce fut la première méthode utilisée. L'amplificateur transmet à la fois la haute tension continue d'alimentation et le signal, de façon directe. Ce procédé présente donc des inconvénients : d'une part, à chaque étage, il faut surélever la haute tension de l'alimentation, d'autre part, la dérive (dont la polarisation des électrodes est une des causes principales) entraîne une instabilité de la ligne de base du tracé. Notons toutefois que cette dérive peut être combattue (difficilement) par l'emploi d'un potentiomètre d'équilibrage placé à l'entrée de l'amplificateur.

b) La liaison par capacité ou alternative (A.C.)

Le condensateur stoppe la haute tension continue d'alimentation et ne laisse passer que l'élément variable, c'est-à-dire le signal à amplifier. L'amplificateur n'est donc sensible qu'aux variations du courant d'entrée. Lorsque l'on injecte une différence de potentiel, il amplifie celle-ci durant un temps qui lui est propre, indépendant du temps d'application de la différence de potentiel. Le retour à la ligne de base se fait selon un temps constant et selon une courbe exponentielle dont la pente est fonction de la constante de temps. Ceci nous amène à définir la constante de temps : elle représente le temps au bout duquel la valeur du potentiel de sortie n'est plus que le tiers de celle du potentiel d'entrée. Chaque amplificateur possède une constante de temps qui lui est propre. Les valeurs extrêmes peuvent aller de 0,1 à 5 secondes.

L'emploi de l'enregistrement en A.C. s'est peu à peu généralisé du fait de sa simplicité et parce qu'il offre de grandes possibilités d'amplification limitées seulement par le bruit de fond de l'amplificateur. Théoriquement, on considère que si ce bruit n'excède pas 3 microvolts, il est possible de détecter un changement de 5 microvolts correspondant avec une dérivation binoculaire à un déplacement de $1/2$ à 1° .

3 - Les parasites au niveau de la chaîne d'amplification :

a) Nous avons déjà évoqué les parasites produits au niveau de l'ensemble peau-électrode pouvant perturber l'enregistrement durant l'étape d'amplification.

b) bruit de fond.

Les bruits de fond représentent des tensions parasites de l'ordre du microvolt, de variation rapide, prenant naissance dans l'amplificateur et risquant de noyer les signaux de faible amplitude. Leur intensité est fortement diminuée par l'usage des semi-conducteurs.

c) Ronfle.

Il s'agit de tensions parasites extérieures au système (dont font par exemple partie, celles captées par le malade). L'atténuation de la ronfle nécessite la mise à la terre du sujet, et le filtrage par condensateur.

E - LA REPRODUCTION.

Deux méthodes principales sont à notre disposition : l'inscription directe et la reproduction sur oscilloscope.

1 - L'inscription directe :

Son inconvénient résulte de l'inertie produite par le frottement plume-papier, frottement qu'il faut atténuer le plus possible. L'inconvénient de cette méthode peut être diminué, grâce à l'inscription par jet d'encre ; cependant, il reste l'inertie du galvanomètre.

2 - L'enregistrement sur oscilloscope :

Il constitue indéniablement un progrès, d'une part en supprimant l'inconvénient de l'inscription directe, d'autre part, en simplifiant considérablement le document, grâce aux procédés de mémorisation et à l'emploi de la photographie. Le document peut enfin être obtenu immédiatement, par l'usage d'un appareil de type " Polaroid ".

La première partie de ce travail nous a donc permis de définir les bases physiologiques de l'EOG, et d'étudier les différentes étapes aboutissant à la reproduction d'un tracé.

La deuxième partie sera consacrée à la description de la technique d'enregistrement mise au point à Clermont-Ferrand.

LA TECHNIQUE PROPOSEE

A - MATERIEL UTILISE

1 - Les électrodes

a) Des essais, effectués avec des électrodes classiques en argent chloruré-argent, ont montré les inconvénients de celles-ci, en ce qui concerne notre méthode : en effet, malgré une minutieuse préparation de l'épiderme, apparaît au bout de quelques minutes d'examen, une dérive entraînant une instabilité marquée de la ligne de base du tracé et rendant illisibles les tracés obtenus.

b) Notre choix s'est donc orienté vers des électrodes présentant une polarisation minimale la plus stable possible : il s'agit d'électrodes cutanées du type BECKMAN miniature, possédant les caractéristiques suivantes :

- Nature : Elles sont réalisées en argent chloruré-argent, mais comportent une grille de protection permettant d'éviter les frottements électrode-peau et d'en éliminer les artéfacts. Le contact avec la peau est ici assuré par la pâte conductrice, contenant une solution ionisée de chlorure de sodium.
- Surface de contact : Elle est de 6 mm².
- Adhérence : la colerette auto-adhésive assure une adhérence prolongée et permet de contrôler celle-ci.
- Caractéristiques techniques :
 - . La tension minimale d'amplification est inférieure à 350 microvolts après stabilisation de 15 minutes.
 - . La tension de contact électrode-peau est inférieure à 500 microvolts.

- . La tension de polarisation de 12 microvolts par 24 H.
- . La résistance de l'électrode de 100 ohms.
- . Et l'impédance de contact électrode-peau inférieure à 3000 ohms.
- Préparation de la peau : Elle est essentielle et oblige à un dégraissage soigneux à l'aide d'une solution alcoolique à 70 °.
- Emplacement des électrodes : Nous plaçons une électrode au niveau de chaque canthus externe et interne et une cinquième au niveau du front (électrode indifférente).

2 - Le système obscuration - éblouissement

Il est constitué par un écran en forme de coupole possédant un système d'éblouissement.

Sur cet écran, sont disposés : un voyant central, et, sur une ligne horizontale, de part et d'autre de celui-ci, trois voyants lumineux permettant de calibrer les mouvements oculaires imposés selon un angle pré-déterminé de 15, 30 ou 45 °, par rapport à la ligne médiane.

La durée d'allumage des voyants peut être présélectionnée à une, deux ou quatre secondes.

Devant l'écran, est disposé un système d'immobilisation de la tête du sujet (mentonnière analogue à celle d'un biomicroscope), permettant de régler la distance oeil-écran à 20 cm.

Cet ensemble est installé dans une pièce permettant l'obscuration et reliée à l'opérateur par interphone.

3 - La chaîne d'amplification

Elle comporte un préamplificateur et un amplificateur par voie (une voie pour chaque oeil) dont la liaison est du type alternatif (A.C.).

Caractéristiques :

- L'ensemble présente une bande passante de 120 Hz et une constante de temps de 4 secondes.
- Le préamplificateur ; son impédance d'entrée est de un Megohm (très élevée par rapport à celle de l'électrode) et il permet un gain de 2000.
- Le contrôle d'entrée : il vérifie la bonne conduction des électrodes et permet de suivre les mouvements oculaires, par l'intermédiaire d'un galvanomètre.
- L'amplificateur : il donne un gain variable par bond, de 1, 2, 5, 10 ou 20, permettant d'obtenir, par un simple calcul, l'amplitude du signal en microvolts.

4 - Le système de mémorisation

Il permet, à chaque minute d'examen, le recueil des potentiels enregistrés sur quatre points de mémoire.

Rappelons ici, que par convention, les déflexions de valeur positive correspondent aux déplacements oculaires vers la droite, celles de valeur négative aux déplacements vers la gauche.

Caractéristiques de l'ensemble : le nombre de canaux de mesure est de 100 par voie, ce qui permet de mémoriser 100 points, soit 4 points par minute pendant 25 minutes d'examen. La capacité de chaque canal est de plus ou moins 1000, par rapport au niveau masse.

5 - La reproduction

La représentation de l'examen dans son ensemble, réalise une courbe mémorisée sur un oscilloscope à deux voies, courbe dont la photographie est possible par un appareil de type " Polaroid ".

La représentation graphique donne en abscisses le temps écoulé en minutes, en ordonnées la valeur du potentiel recueilli (500 mV par cm ou par carreau).

6 - Le système de commande

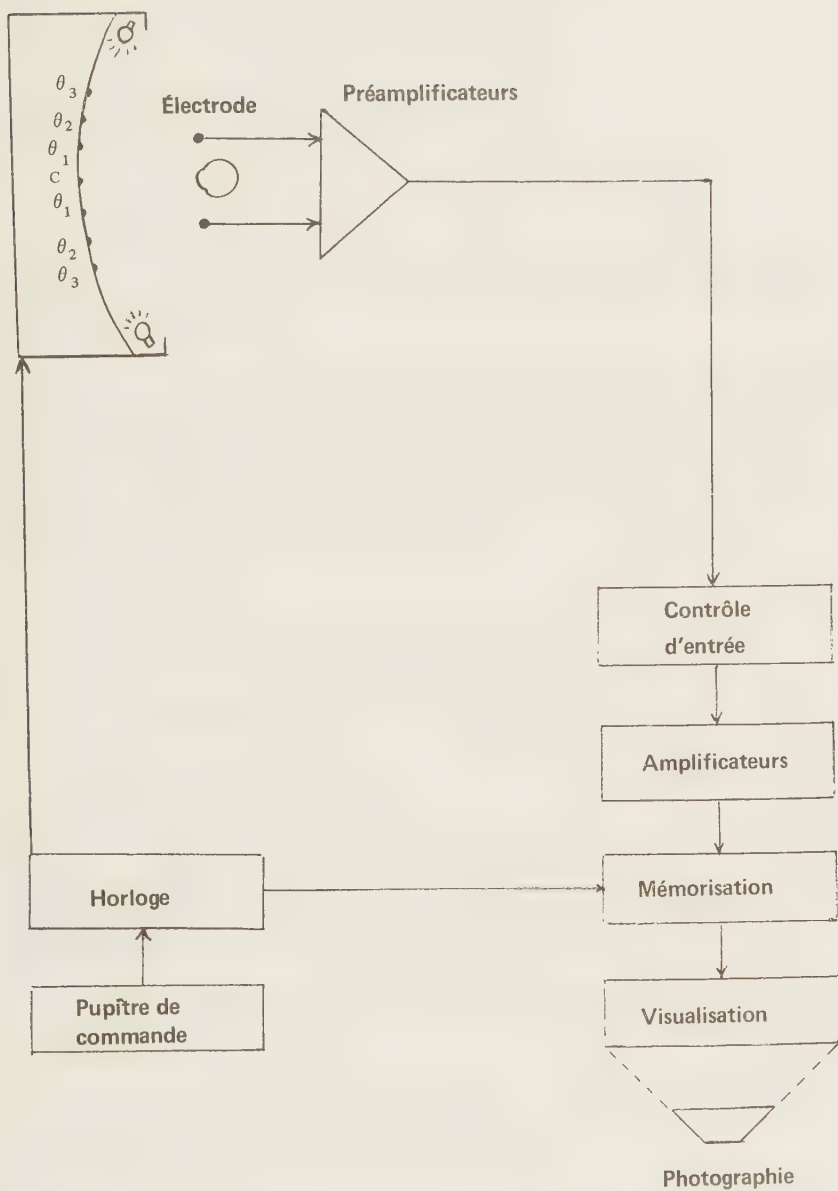
- Le panneau de commande permet de choisir :

- a) l'angle de déplacement oculaire (15, 30 ou 45 °),
- b) la durée d'allumage des voyants (1, 2 ou 4 secondes), ainsi que l'intensité lumineuse de ces voyants (variant automatiquement avec l'éclairage ambiant),
- c) la durée des périodes d'éblouissement et d'obscuratation sur toute la plage d'examen,
- d) trois niveaux d'éblouissement commutables par bond : 2000, 2500 ou 3000 lux.

- Une horloge électronique est reliée au panneau de commande.

Elle délivre une série d'impulsions toutes les minutes et commande :

- a) la série d'allumage et d'extinction des voyants lumineux,
- b) l'autorisation de la mise en mémoire des potentiels recueillis,
- c) l'obscuratation ou l'éblouissement à la coïncidence des temps présélectionnés.



— SYNOPTIQUE DE L'APPAREIL —

B - LA METHODE D'EXAMEN

1 - Principe

Il est basé sur les variations du potentiel cornéo rétinien en fonction de l'adaptation rétinienne à l'obscurité et à l'éblouissement.

A chaque minute d'examen, les valeurs du potentiel de repos sont recueillies et mises en mémoire et les résultats sont concrétisés par la modification relative du tracé électro-oculographique après adaptation à l'éblouissement par rapport à celui obtenu après adaptation à l'obscurité, modification exprimée par le rapport :

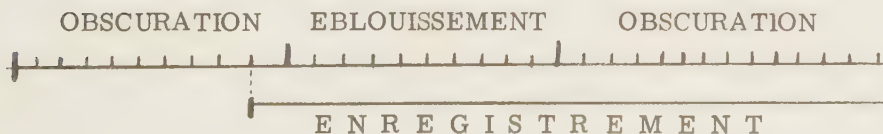
$$\frac{\text{Amplitude maximale à la lumière}}{\text{Amplitude maximale à l'obscurité}} \times 100$$

2 - Durée d'examen

Après mise en place des électrodes et 15 minutes d'attente afin de stabiliser la tension électrode-peau, le sujet est soumis à 10 minutes d'obscurité, 10 minutes d'éblouissement, enfin 14 minutes d'obscurité.

L'enregistrement électro-oculographique dure 15 minutes et peut être décomposé en trois phases, comportant :

- la dernière minute de la première période d'obscurité,
- les 10 minutes d'éblouissement,
- les 14 minutes d'obscurité finale.



3 - Les types de mouvements oculaires choisis

L'examen que nous proposons s'adresse actuellement uniquement aux dérivations horizontales.

Nous avons déjà vu que l'amplitude des déplacements est calibrée avant l'examen.

En ce qui concerne la nature des mouvements conduisant au recueil des potentiels, deux solutions nous sont offertes :

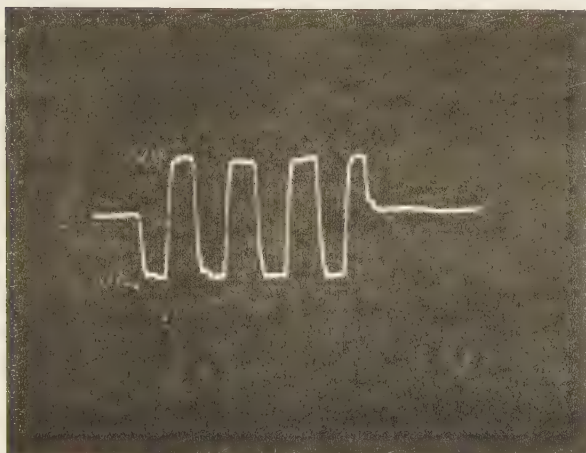
- . Soit, fixation alternative des voyants droit et gauche
- . Soit, fixation alternative des voyants central, droit, central gauche.

a) Fixation alternative des voyants droit et gauche

L'inconvénient - relatif - de cette solution réside dans le fait qu'à chaque minute d'examen, on demande au sujet d'effectuer quatre déplacements oculaires droite-gauche, durant une période (pré-établie par la durée d'allumage des voyants) de 8, 16 ou 32 secondes. Ainsi, il existe après chaque période active un " temps mort " dont le malade ne peut chiffrer la durée; il ne peut donc pas prévoir le début de la période suivante, par conséquent l'allumage du premier voyant. Cependant, nous verrons que cet inconvénient peut être facilement pallié au stade de l'enregistrement.

L'avantage en est une représentation graphique possédant une bonne définition.

P H O T O N° 1



E : Extinction

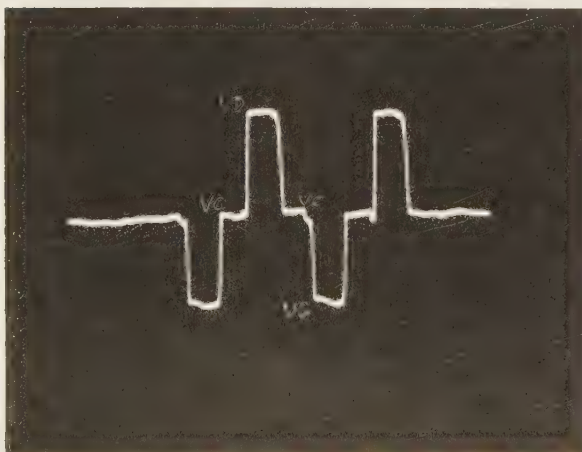
VD: Allumage voyant droit

VG: Allumage voyant gauche.

b) Fixation alternative des voyants central-droit - central-gauche

- . Avantages : Le patient, plus attentif au point central (puisque celui-ci est situé dans la direction visuelle de face) commence de manière plus facile et plus précise chaque période d'examen. Ainsi, les déflexions suivantes seront plus régulières. Par ailleurs, ce procédé permet la matérialisation de la ligne de base du tracé, par deux points de mémoire à chaque minute, tout au long de l'examen.
- . Inconvénient : La fixation du point central s'oppose à la facilité de déplacement du regard vers les extrêmes et se manifeste par une légère oscillation de l'oeil avant la fixation parfaite du voyant ; le résultat graphique en est une instabilité de la ligne de base et une moins bonne définition.

P H O T O N ° 2



VC : Allumage voyant central

VD : Allumage voyant droit

VG : Allumage voyant gauche.

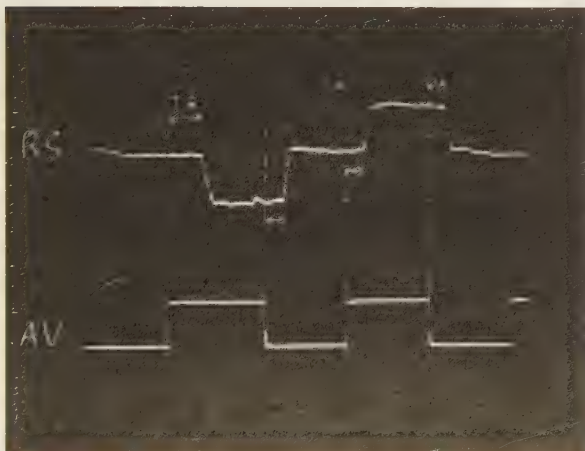
4 - Recueil des potentiels

Le moment de recueil des potentiels est tributaire de plusieurs facteurs, dont un prépondérant : le comportement du sujet examiné.

a) Comportement du sujet : quatre cas sont à envisager :

- 1° - Le malade suit correctement l'allumage des voyants avec un temps de réaction moyen de 0,3 seconde, c'est le cas idéal pour l'examen.

P H O T O N ° 3



AV : Courbe d'Allumage des voyants

RS : Courbe de réaction du sujet

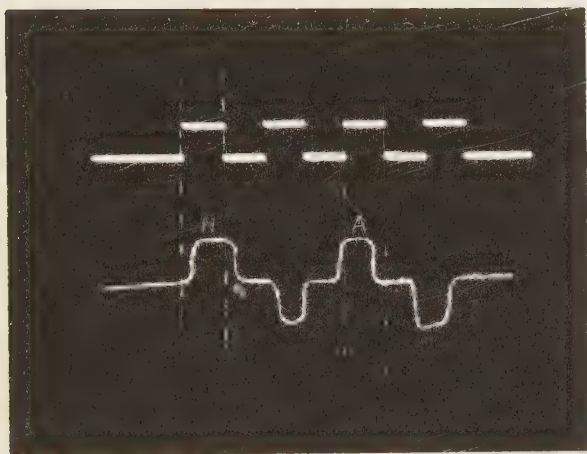
TR : Temps de réaction. (Moyenne : 0,3 seconde).



2° - Le sujet précède l'allumage des voyants.

Cette alternative se rencontre essentiellement chez les sujets nerveux, anxieux, mais également en cours d'examen après un début correct.

P H O T O N° 4



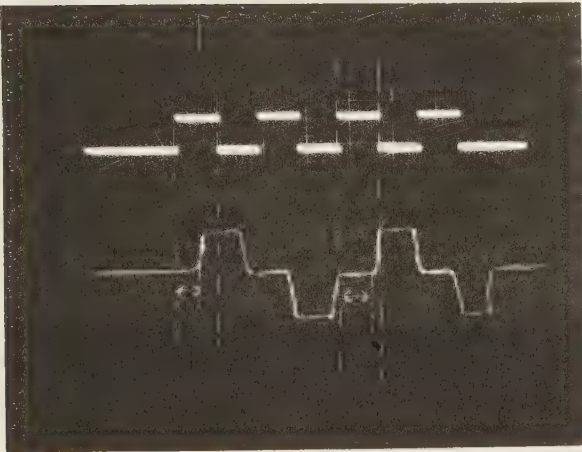
N : Réponse normale

A : Réponse avant l'allumage

3° - Le malade suit l'allumage avec un retard très important.

C'est le cas des sujets peu attentifs (trop jeunes ou trop âgés) ou ayant tendance à somnoler au cours d'un examen trop long pour eux.

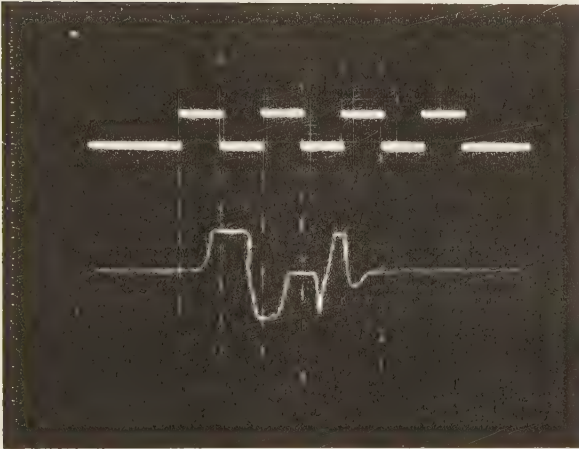
P H O T O N ° 5



↔ : Temps de réaction.

- 4° - Le dernier cas est celui des malades suivant l'allumage de façon anarchique, ou pas du tout. C'est l'absence de coopération, rencontrée chez le jeune enfant et le vieillard, certains malades psychiques ou psychiatriques, rendant tout enregistrement impossible.

P H O T O N° 6



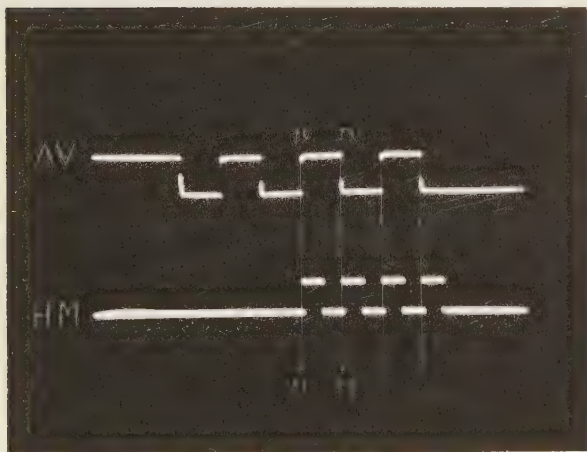
Réponse anarchique

Nous avons donc dû, après avoir évoqué - et rencontré - ces quatre cas, déterminer le moment optimum de mesure du potentiel. Il convenait de choisir entre deux solutions :

- . mesure au moment de l'inversion d'allumage des voyants,
- . mesure au milieu du temps d'allumage.

1° - Mesure effectuée au moment de l'inversion d'allumage des voyants :

P H O T O N° 7



AV : Allumage des voyants

HM : Horloge de mesure

IV : Inversion d'Allumage

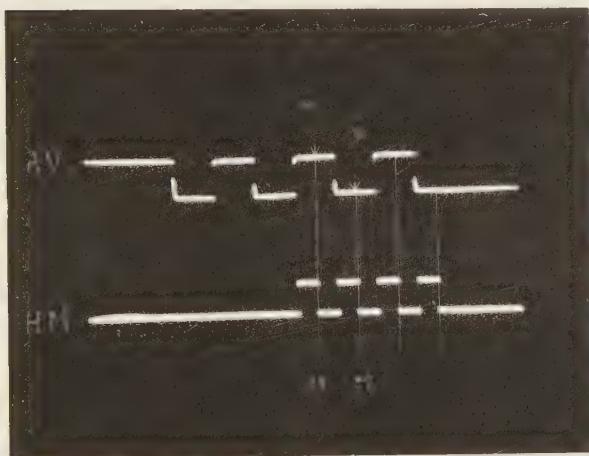
M: Moment de mesure

Cette solution permet l'obtention d'une courbe chez les sujets dont le temps de réaction est normal ou long (à condition pour le deuxième cas, de présélectionner une durée d'allumage long, de 2 ou 4 secondes).

Par contre, le recueil du potentiel est impossible chez les sujets précédant l'allumage.

2° - Acquisition au milieu de la période d'allumage :

P H O T O N° 8



AV : Allumage des voyants

HM : Horloge de mesure

m : Milieu de la période d'Allumage

M : Moment de mesure

Comme le montre cette photographie, cette solution répond au plus grand nombre de cas possible, permettant une mesure chez les sujets répondant normalement, précédant l'allumage et répondant en retard (le temps de réaction automatisé étant pratiquement de 2 secondes si l'on prédétermine un allumage de 4 secondes).

C - RESULTATS

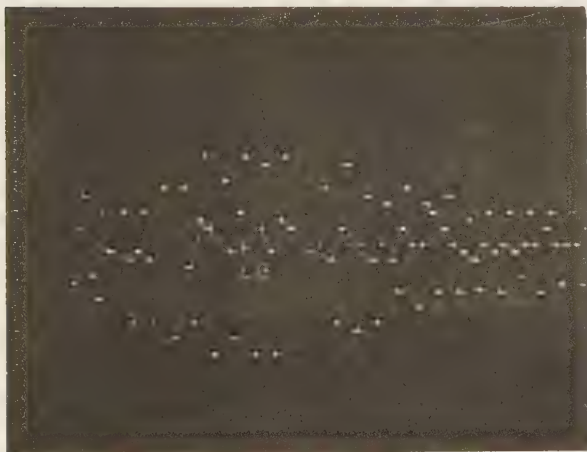
Les photographies suivantes nous montrent les différentes courbes obtenues en fonction :

- . D'une part, du choix des électrodes,
- . D'autre part, de celui du type de mouvements oculaires.

1 - Choix des électrodes :

a) Electrodes classiques en argent chloruré-argent

P H O T O N° 9

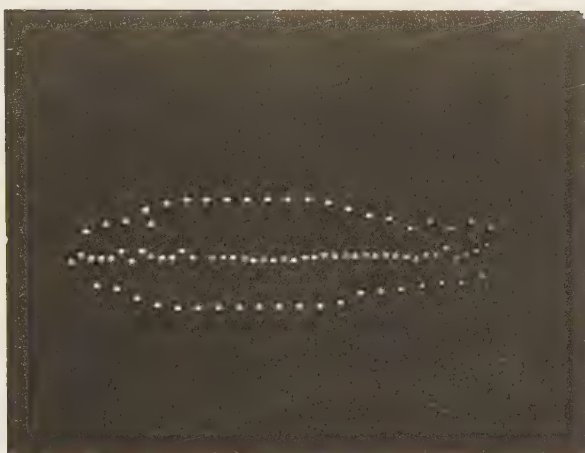


LB : Ligne de base du tracé.

Cette photographie montre la dérive importante, apparue en cours d'enregistrement, rendant la lecture de la courbe à peu près impossible.

b) Electrodes BECKMAN

P H O T O N ° 10

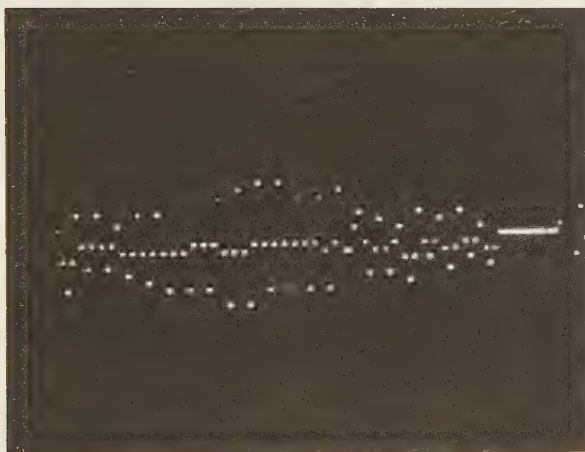


La dérive est ici beaucoup moins importante, la ligne de base plus stable et la lecture grandement facilitée.

2 - Choix des mouvements oculaires

a) Résultats obtenus par la méthode de fixation alternative des voyants central-droit - central-gauche

PHOTO N° 11

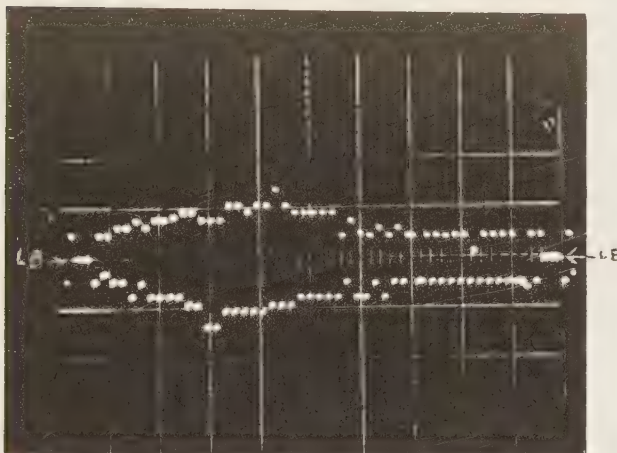


La photographie objective les avantages et inconvénients de cette méthode :

- . Avantages : elle permet de visualiser une dérive éventuelle de la ligne de base.
- . Inconvénients : la dispersion des points est importante et rend l'interprétation difficile.

- b) Résultats de la méthode de fixation alternative des voyants droit et gauche, sans arrêt au point central.

P H O T O N° 12



LB : Ligne de base.

- . La vérification de la dérive est plus problématique mais peut toutefois être effectuée en mettant au niveau masse (par fixation du point central) pendant la première et la vingt-cinquième minute d'examen, afin de visualiser la ligne de base.
- . Avantages : chaque minute d'examen est matérialisée par deux valeurs positives et deux valeurs négatives significatives. Cette méthode permet ainsi d'obtenir une représentation graphique possédant une meilleure définition.

En résumé, les différents essais effectués pour notre technique d'enregistrement nous ont conduits à un choix précis, en ce qui concerne :

- les électrodes : type BECKMAN,
- les mouvements effectués : fixation alternée Droite-Gauche,
- enfin, le moment d'acquisition des potentiels : au milieu de la période d'allumage.

Ils nous ont également permis de démontrer que l'obtention d'un tracé de bonne qualité oblige à prendre certaines précautions :

- Les électrodes doivent être laissées en place 15 minutes avant le début de l'examen, afin de stabiliser la tension de contact peau-électrode.
- Le malade doit être tranquilisé avant l'enregistrement, prévenu de la période d'éblouissement et entraîné aux mouvements de latéralité.
- Enfin, à chaque minute, la mise en mémoire des points de mesure doit être effectuée après deux mouvements oculaires aller-retour, ce qui permet d'enregistrer des déflexions plus régulières.

3 - Commentaires

- Intérêt de la méthode

Dans le cadre de l'Electro-oculographie classique, notre méthode d'enregistrement se révèle intéressante sur plusieurs points, en particulier :

- Simplicité de l'examen, grâce au traitement automatique du signal.
- Relatif confort pour le patient, apporté par les périodes de repos à chaque minute de l'examen.
- Enfin, intérêt de l'enregistrement sur oscilloscope par rapport au classique inscripteur à plume ; en effet :
 - . d'une part, le document est extrêmement simplifié et peut être photographié,
 - . d'autre part, la courbe obtenue est de lecture facile et rend compte immédiatement du rapport :

Amplitude maximale à la lumière

Amplitude maximale à l'obscurité

- Limites

L'examen, conditionné par le temps de réponse du patient et sa coopération, ne peut donc être effectué chez les sujets non coopérants, enfants trop jeunes, vieillards, psychiatriques et mal voyants.

C O N C L U S I O N S

Notre travail nous a permis d'envisager l'évolution progressive de l'Electro-oculographie, grâce aux progrès techniques réalisés récemment.

Nous avons pu apprécier l'intérêt et les avantages de cette méthode sur le plan électrophysiologique, d'autant qu'elle permet de réaliser un examen simple, facilement applicable à la clinique, non traumatisant pour l'oeil et s'adressant à une large gamme de patients, bien que limitée du fait qu'elle implique nécessairement la participation du sujet (dont dépend, pour une bonne part, le déroulement de l'enregistrement).

Par ailleurs, nous avons pu nous rendre compte que de nombreuses difficultés surgissent au cours de l'élaboration d'une méthode. Elles sont essentiellement liées :

- a) d'une part, aux phénomènes de polarisation prenant naissance au niveau du couple électrode-peau.
- b) d'autre part, aux problèmes posés par le système d'amplification (en particulier celui des parasites).
- c) enfin, à la reproduction du document qui doit être le plus simple possible.

Nous nous sommes efforcés de pallier la majorité de ces difficultés par le choix judicieux :

- a) d'électrodes à polarisation minimale et la plus constante possible.
- b) d'une chaîne d'amplification à impédance d'entrée très élevée.

c) enfin, d'un système de reproduction des tracés sur oscilloscope.

Dans l'immédiat, la technique que nous présentons et dont nous avons pu apprécier les avantages, en particulier sur le plan de la simplicité de l'examen et du document, est applicable à l'exploration de la pathologie rétinienne. Nul doute que les recherches qu'elle suscite la conduisent, dans un proche avenir, vers la réalisation d'un système simple d'étude de la cinétique oculaire.

Le 22 Novembre 1973
Le Président de Thèse

F. ROUHER

Le 23 Novembre 1973
Le Doyen

G. MEYNIEL

Vu et permis d'imprimer
N° M 69/73
Le 12 Décembre 1973
Pour le Doyen,
Le Vice-Doyen,

P. LATAIX

B I B L I O G R A P H I E

- 1 - ALFIERI R., SOLE P.
Influence de la luminance sur l'électro-oculogramme :
hypothèse sur le mécanisme.
C.R. Soc. Biol., Paris, 162, 8-9, 1486-1489, 1968.
- 2 - ALFIERI R., SOLE P. and RIGAL D.
Coupled electrophysiological and colour fluorographic
studies as a part of the anatomical diagnosis of reti-
nopathies.
At : 11 th. ISCERG Symposium, Bad Nauheim, 19-22
Sept. 1973. (A paraître).
- 3 - ARDEN G.B., BARRADA A. et KELSEY J.H.
A New clinical test of retinal function based upon the
standing potential of the eye.
Brit. J. Ophtal., 46, 449-467, 1962.
- 4 - ARDEN G.B., and KELSEY J.H.
Changes produced by light in the standing potential of
the human eye.
J. Physiol., 161, 189-194, 1962.
- 5 - BABEL J.
Pathologie et clinique de l'épithélium pigmentaire.
Bull. Soc. Oph. France, 70, 3, 375-381, 1970.
- 6 - BAUDOIN A., FISCHGOLD H., CAUSSE R., LERIQUE J.
La différence de potentiel cornéo-rétinienne, son inté-
rêt théorique et pratique.
Bull. Acad. Nat. Med., 121, 688-693, 1939.
- 7 - BERNARD J.A.
Opacités des milieux. Que donne actuellement l'explo-
ration par l'ERG, l'EOG et les PEV. ?
Soc. Oph. Paris., 19 Fév. 1972.
Bull. Soc. Oph. France, 72, 2, 163-168, 1972.
- 8 - DAVIS J.R. and SHACKEL B.
Changes in the electro-oculogram potential level.
Brit. J. Ophthal., 44, 606-618, 1960.

- 9 - DAYTON G.O. and JONES M.H.
Electro-oculography.
Neurology, 14, 1152-1156, 1964.
- 10 - DELABARRE E.B.
A method of recording eye movements.
Amer. J. Ophthal. 9, 572-574, 1898.
- 11 - DORNE P. et ESPIARD J.F.
L'électro-oculogramme (EOG.). Principe et technique. Son intérêt dans l'étude des maculopathies.
Arch. Ophtal. Paris., 31, 217-224, 1971.
- 12 - ESPIARD J.F.
Intérêt clinique de l'électro-oculogramme.
Thèse, Lyon., 6.11.1972.
- 13 - FRANCOIS J., VERRIEST G. et DE ROUCK A.
Modification of the amplitude of the human electro-oculogram by light and dark adaptation.
Brit. J. Ophthal. 39, 398-408, 1955.
- 14 - FRANCOIS J. et DE ROUCK A.
Etude électro-oculographique des paralysies oculaires.
Acta Ophtalmologica, vol. 33, fasc. 5, 1955.
- 15 - FRANCOIS J., VERRIEST G. et DE ROUCK A.
EOG.
Progrès en ophtalmologie, fasc. 49, 1957.
- 16 - FRANCOIS J., VERRIEST G. et DE ROUCK A.
Principes de l'électro-oculographie.
Bibl. Ophtal. 48, 87-95, 1957.
Progrès ophtal., 7, 1-67, 1957.
- 17 - FRANCOIS J., VERRIEST G., et DE ROUCK A.
L'électro-oculographie en tant qu'examen fonctionnel de la rétine.
Bibl. Ophtal. (Basel) 49, 1957.
- 18 - FRANCOIS J., DE ROUCK A.
Valeur comparative de l'électro-rétinographie et de l'électro-oculographie.
Ann. Oculist. Paris., 206, 3, 235-241, 1973.
- 19 - GABERSEK V.
L'électro-oculogramme ou l'enregistrement des mouvements oculaires. Son application à l'étude de la lecture normale et des anomalies pathologiques de la lecture.
Thèse, Paris., 28.04.1960.

- 20 - GABERSEK V.
Applications possibles de l'EOG. en ophtalmologie.
Ann. Oculist. 195, 298-335, 1962.
- 21 - GABERSEK V.
Une amélioration technique dans l'évaluation des mouvements oculaires.
Rev. Neurol. 108, 2, 178, 1963.
- 22 - GODDE-JOLLY D. et LARMANDE A.
Les Nystagmus.
Rapp. S. F. O. 8. 5. 1973.
- 23 - GRALL Y., BERTRAND J. J.
L'électro-oculogramme. Principe et réalisation d'un traitement automatisé des données.
Ophtalmologica (Basel), 166, 1, 61-70, 1973.
- 24 - GRANIT R.
Sensory mechanisms of the retina.
Oxford Univ. Press 1947.
- 25 - HALSTEAD W. C.
A method for the quantitative recording of eye movements.
J. Psychol. 6, 177-180, 1938.
- 26 - HENKES H. E., DENIER VAN DER GON J. J., VAN MARLE G. W., SCHREINEMACHERS H. P.
Electro-oculography. A semi-automatic recording procedure.
Brit. J. Ophtal., 52, 122, 1968.
- 27 - HOFFMAN A. C., WELLMAN B. et CARMICHAEL L.
A quantitative study of the electrical and photographic technics of eye movement recording.
J. Exp. Psychol., 24, 40-53, 1949.
- 28 - JEANNEROD M.
Déplacements et fixation du regard. Apport de l'électro-oculographie dynamique au problème du contrôle des mouvements oculaires.
Ann. Oculist., 199, 587-600, 1966.
- 29 - JEANNEROD M.
Principes et méthodes d'enregistrement des mouvements oculaires chez l'homme.
Progr. Ophtal., 19, 52-99, 1968.
- 30 - KOHLRAUCH A.
Elektrische Phänomene des Augen. Hdb. Normälen. Pathol. Physiol., 12, 1393-1496, 1931.

- 31 - KRIS C.
A technic for electrically recording eye position.
U.S.A. FWADC
Tech. rep., 58, 660, VII, 1958.
- 32 - KRIS C.
Electro-oculography.
Glasser. O. med. phys. Year B.K. Publ. Chicago,
III, 754, 692-700, 1960.
- 33 - LARMANDE A.M., DELPLACE M.P.
L'épreuve de poursuite pendulaire. Principe et technique.
Arch. Ophtal., Paris, 33, 4, 269-277, 1973.
- 34 - MARG E.
Development of electro-oculography.
Arch. Ophtal., 45 : 169-185, 1951.
- 35 - MOWRER O., RUCH T.C., MILLER M.E.
The corneo-retinal potential difference as the basis of
the galvanometric method of recording eye-movements.
Amer. J. Physiol., 114, 423-428, 1936.
- 36 - NOELL W.K.
Azide-sensitive potential difference across the eye-
bulb.
Amer. J. Physiol., 170, 217-238, 1952.
- 37 - NOELL W.K.
Studies on the electrophysiology and the metabolism of
the retina.
USAF School of Aviation Medicine Project, 2, 11201-
0-004, R N° 1, 1963.
- 38 - PASIK P., PASIK T. et BENDER M.B.
Recovery of the electro-oculogram after total retinal
ablation in monkeys.
E. E. G. Clin. Neurophysiol., 19, 291 - 192, 1965.
- 39 - QUERE M.A., FRETAY C., LE BORGNE R., DEL-
PLACE M.P., DEVLAMYNCK S.
Etude électro-oculographique des mouvements de pour-
suite. L'explorateur multiparamétrique de la cinétique
oculaire.
Ann. Oculist. Paris., 205, 12, 1307-1320, 1972.
- 40 - QUERE M.A., DEVLAMYNCK S., DELPLACE M.P.,
LE BORGNE R.
Etude électro-oculographique des mouvements de pour-

- suite . Aspects physiologiques de la poursuite sinusoïdale. (Epreuve pendulaire).
Ann. Oculist. Paris., 205, 12, 1321-1338, 1972.
- 41 - QUERE M.A., DELPLACE M.P., DEVLAMYNCK S.
Etude électro-oculographique des mouvements de poursuite sinusoïdale.
Ann. Oculist. Paris., 206, 1, 37-48, 1973.
- 42 - REMOND A., et GABERSEK V.
Lunettes pour l'enregistrement des électro-oculogrammes
Rev. Neurol., 94, 847-848, 1956.
- 43 - RICHTER H.R. et PFALTZ C.R.
A propos de l'électro-oculographie : rapport préliminaire sur une nouvelle méthode.
Confin. Neurol., 16, 279-289, 1956.
- 44 - ROSSAZZA C., DELPLACE M.P. et Coll.
L'électro-oculographie pendulaire.
Immex, 10, 2, 0169-173, 1973.
- 45 - SHACKEL B.
Review of past and present in oculography.
C.N. SMYTH : Medical Electronics, 58-62, 1960.
- 46 - SOLE P., RIGAL D.
Epithéliopathies des dysmétabolies héréditaires et familiales.
Arch. Ophtal. Paris., 32, Ibis, 9-12, 1972.
- 47 - STANGOS N., SPIRITUS M., KOROL S.
ERG et EOG dans les affections maculaires dégénératives.
Arch. Ophtal. Paris., 32, 4, 277-290, 1972.
- 48 - TURSKY B.
A comparaison of AC and DC eye movement recording.
Psychol. Physiol., 3, 2, 157-163, 1966.
- 49 - WEISS J.B., FALCO F., FELDMAN J.F., MAGIS C.
Enregistrement et analyse de l'oculogramme.
Bull. Soc. Ophtal. Fr., 72, 2, 169-176, 1972.
- 50 - WEISS J.B., FALCO F., FELDMAN J.F., MAGIS C.
Etude, chez le sujet normal, des paramètres caractéristiques des saccades volontaires.
Bull. Soc. Ophtal. Fr., 85, 131-140, 1972.
-

